



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
 17.11.1999 Patentblatt 1999/46

(51) Int. Cl.⁶: **A61B 17/39**

(21) Anmeldenummer: 99107996.3

(22) Anmeldetag: 22.04.1999

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE
 Benannte Erstreckungsstaaten:
AL LT LV MK RO SI

(72) Erfinder:
 • **Hofmann, Helge**
 78576 Emmingen (DE)
 • **Fritzsche, Gernod**
 78532 Tuttlingen (DE)

(30) Priorität: 11.05.1998 DE 19820995

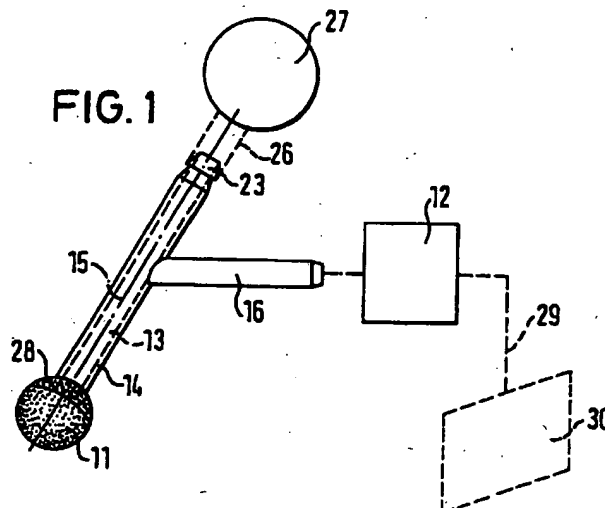
(74) Vertreter:
Manitz, Finsterwald & Partner
 Postfach 22 16 11
 80506 München (DE)

(71) Anmelder:
Gebr. Berchtold GmbH & Co.
 78532 Tuttlingen (DE)

(54) **Hochfrequenzchirurgie-Instrument mit einem Fludzuführungskanal**

(57) Die Erfindung betrifft ein Hochfrequenzchirurgie-Instrument mit wenigstens einer an einen Hochfrequenzgenerator (12) anschließbaren bzw. angeschlossenen Behandlungselektrode (11, 11', 11''), die zumindest teilweise fluiddurchlässig ist und der durch wenigstens einen Fludzuführungskanal (13) ein dem Ankleben des Biogewebes an der Behandlungselektrode (11) entgegenwirkendes Fluid, insbesondere eine

Flüssigkeit, die wasserzuführbar bzw. zugeführt ist. Die Erfindung besteht darin, daß mindestens der Bereich (11, 11', 11'') der Behandlungselektrode, der zur Wechselwirkung mit dem Biogewebe bestimmt ist, ganz oder teilweise aus einem fluiddurchlässigen, porösen, biologisch verträglichen Sinterwerkstoff besteht.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Hochfrequenzchirurgie-Instrument nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1. Insbesondere befaßt sich die Erfindung mit solchen Hochfrequenzchirurgie-Instrumenten, die zur Koagulation von Biogewebe mit Hochfrequenzenergie bestimmt sind.

[0002] Bei der Koagulation von Biogewebe mit Hochfrequenzenergie wird das Gewebe infolge des Stromflusses erwärmt und die Blutstillung wird durch einen komplexen thermisch aktivierten biochemischen Wirkmechanismus erreicht. Dieser Prozeß beruht hauptsächlich auf der thermischen Umwandlung der Eiweiße im Blut ab ca. 60°C sowie der Blutgerinnung. Nachteilig ist dabei, daß Gewebe und Blut an den Koagulationselektroden ankleben, wodurch das soeben erst verschlossene Gefäß im Biogewebe wieder aufreißen kann und durch die Widerstandserhöhung der Stromfluß für die nächste Koagulation behindert wird. Dieses Ankleben wird von mehreren Faktoren beeinflusst; es ist umso stärker, je größer die Elektrodenenerwärmung ist.

[0003] Aus dem Buch "Hochfrequenz- und Lasertechnik in der Medizin" von Reidenbach, Springer-Verlag, 1983, Seiten 148 bis 167, ist bereits ein Verfahren der Hydrothermosation bekannt, bei dem destilliertes Wasser oder eine physiologische Kochsalzlösung aus Bohrungen von hohlen Koagulationselektroden austritt und durch die dabei eintretende Kühlwirkung bzw. die Trennung von Elektrode und Gewebe der Klebeeffekt reduziert wird. Nachteilig an diesem bekannten Verfahren ist einerseits die Ungleichmäßigkeit der Flüssigkeitsabgabe im Bereich der Behandlungselektrode bzw. die große Menge an Flüssigkeit, die für eine Salzstrahl-HF-Koagulation erforderlich ist und die unweigerlich durch ihre Kühlwirkung die Koagulation selbst erschwert.

[0004] Dieses Prinzip wurde auch schon zum Anspülen einer bipolaren Koagulationspinzette genutzt (DE-OS 44 40 158). Nachteilig ist dabei, daß auch hier die Gleichmäßigkeit der Flüssigkeitsabgabe unzureichend ist und die Spülflüssigkeit nicht während der Koagulation zwischen Gewebe und Branchen der Pinzetten austreten kann.

[0005] Aus der DE-PS 42 12 053 ist es bereits bekannt, eine Hartstoffschicht auf den Elektroden vorzusehen, die jedoch nur eine unzureichende Wirksamkeit hat, da sich die elektrische Impedanz der Elektroden erhöht und dadurch höhere elektrische Spannungen vom Hochfrequenzgenerator abgegeben werden, die das Ankleben wieder verstärken. Ähnlich nachteilig verhalten sich auch Antihafschichten auf Teflonbasis oder Siliziumbeschichtungen (US-PS 5 549 604).

[0006] Das Ziel der vorliegenden Erfindung besteht darin, ein Hochfrequenzchirurgie-Instrument der eingangs genannten Gattung zu schaffen, bei dem das nachteilige Ankleben von Biogewebe beim Koagulieren weitgehend vermieden wird, ohne daß der Koagulations-

vorgang selbst beeinträchtigt wird.

[0007] Zur Lösung dieser Aufgabe sind die Merkmale des kennzeichnenden Teils des Patentanspruchs 1 vorgesehen.

[0008] Erfindungsgemäß erfolgt also die Flüssigkeitszuführung zur eigentlichen Koagulationsfläche äußerst fein verteilt und gleichmäßig durch einen fluid-, insbesondere flüssigkeitsdurchlässigen porösen Sinterwerkstoff hindurch, der vorzugsweise aus einem biologisch unbedenklichen, elektrisch leitfähigem Material, z.B. rostfreiem Stahl oder Titan besteht.

[0009] Vorteilhafterweise ist der Sinterwerkstoff gemäß Anspruch 2 als Formkörper ausgebildet, welcher z.B. elliptisch, kugel- oder zylinderförmig sein kann.

[0010] Gemäß Anspruch 3 soll die zumindest teilweise aus Sinterwerkstoff bestehende Behandlungselektrode an einem hohlen Schaft oder Schlauch ausgebildet sein, wobei die Zuführung der elektrischen Hochfrequenzenergie entweder durch eine elektrisch leitende Ausbildung von Schaft oder Schlauch, durch Zuleitungen oder durch ein elektrisch leitendes Fluid erfolgen kann.

[0011] Zum Zwecke der Auswechslung einer schadhafte Behandlungselektrode oder auch zu Reinigungs- und Sterilisierungszwecken ist die Ausführungsform nach Anspruch 4 zweckmäßig.

[0012] Eine zumindest teilweise aus Sinterwerkstoff bestehende Behandlungselektrode kann auch gemäß Anspruch 5 bei bipolaren Anordnungen Verwendung finden.

[0013] Bevorzugte praktische Weiterbildungen dieser Ausführung entnimmt man den Ansprüchen 6 und 7.

[0014] Der einfachen Herstellung halber können die erfindungsgemäßen Sinterelektroden sich auch über Bereiche erstrecken, die nicht mit dem Biogewebe in Kontakt kommen. In diesem Falle ist es zweckmäßig, die Poren des Sinterwerkstoffes gemäß Anspruch 8 teilweise zu verschließen.

[0015] Für die Zuführung des Fluids ist die Weiterbildung nach Anspruch 9 vorteilhaft.

[0016] Die Aufbringung des Sinterwerkstoffes kann nach einem besonders bevorzugten Ausführungsbeispiel gemäß Anspruch 10 erfolgen. Die vorstehende Ausführungsform eignet sich besonders für die Ausbildung von dünnwandigen Sinterkörpern an Nadelelektroden.

[0017] Eine erste mögliche Realisierung des Sinterwerkstoffes entnimmt man Anspruch 11.

[0018] Es ist aber auch möglich, den Sinterwerkstoff gemäß Anspruch 12 als Keramikkörper auszuführen, was es dann allerdings erforderlich macht, der Behandlungselektrode gemäß Anspruch 13 eine leitende Flüssigkeit zuzuführen, durch welche die Hochfrequenzenergie zugeführt wird.

[0019] Die Erfindung wird im folgenden beispielsweise anhand der Zeichnung beschrieben; in dieser zeigt:

- Figur 1 eine schematische Ansicht eines erfindungsgemäßen monopolaren Hochfrequenzchirurgie-Instrumentes mit geradlinigem Fluidzuführkanal,
- Figur 2 eine entsprechende Ansicht einer weiteren Ausführungsform mit gekrümmtem Fluidzuführkanal und einem abgewandelten Koagulationsaufsatz,
- Figur 3 eine schematische Schnittansicht eines als monopolare Einstichnadelelektrode ausgebildeten Hochfrequenzchirurgie-Instrumentes gemäß der Erfindung mit zylinderförmigem Koagulationsaufsatz,
- Figur 4 eine vergrößerte Teilansicht des Bereiches IV in Figur 3,
- Figur 5 den Elektrodenbereich einer weiteren Ausführungsform eines erfindungsgemäßen Hochfrequenzchirurgie-Instrumentes mit formschlüssiger Befestigung eines die Behandlungselektrode darstellenden Sinterkörpers,
- Figur 6 eine Seitenansicht eines als bipolare Pinzette ausgebildeten Hochfrequenzchirurgie-Instrumentes gemäß der Erfindung,
- Figur 7 eine um 90° um die Längsachse 25 der Pinzette nach Figur 6 gedrehte Ansicht,
- Figur 8 eine vergrößerte Schnittansicht des Elektrodenbereiches der Branchen der Pinzette nach den Figuren 6, 7,
- Figur 9 eine Draufsicht des Gegenstandes von Figur 8 bei abgenommenem Sinterplättchen,
- Figur 10 eine vergrößerte Schnittansicht einer weiteren Ausführungsform des Elektrodenbereiches der Branchen der Pinzetten nach den Figuren 6, 7,
- Figur 11 eine Draufsicht des Gegenstandes der Figur 10 bei abgenommenem Sinterplättchen,
- Figur 12 eine Draufsicht auf eine weitere Ausführungsform des Elektrodenbereiches der Branchen der Pinzetten nach den Figuren 6, 7 bei abgenommenem Sinterplättchen,
- Figur 13 eine Schnittansicht nach Linie XIII-XIII in Figur 12, wobei zusätzlich das in Figur 12 weggelassene Sinterplättchen gezeigt ist

und

- Figur 14 eine vergrößerte Schnittansicht des Elektrodenbereiches der Branchen der Pinzette nach den Figuren 6, 7, wobei zusätzlich die lösbare Verbindung des Elektrodenbereiches mit den Branchen der Pinzette nach den Figuren 6, 7 wiedergegeben ist.

10 [0020] Gemäß Figur 1 ist in einem hohlen Metallschaft 14 mit einer Längsachse 15 ein geradliniger Fluidzuführkanal 13 vorgesehen, der am patientenfernen Ende mit einem Schlauchanschluß 23 versehen ist, der über einen nur gestrichelt angedeuteten Schlauch 26 mit einer unter Druck stehenden Flüssigkeitsquelle 27 verbunden ist.

[0021] Von dem hohlen Metallschaft 14 zweigt unter einem Winkel von 45° ein metallischer Anschluß 16 für den elektrischen Anschluß des hohlen Schaftes 14 an einen Hochfrequenzgenerator 12 ab. Das Anschlußstück 16 ist bevorzugt in einem nicht dargestellten Elektrodenhandgriff befestigt.

[0022] Am patientennahen Ende des hohlen Schaftes 14 ist eine kugelförmige Behandlungselektrode 11 befestigt, die aus einem fluiddurchlässigen Sinterwerkstoff, insbesondere Sintermetall besteht. Die Poren des Sinterkörpers 11 sind nach vorne und zur Seite offen, jedoch nach hinten durch eine Verschlussschicht 28 so verschlossen, daß die durch den Fluidzuführkanal 13 zugeführte Flüssigkeit nur aus dem vorderen und seitlichen Bereich der Behandlungselektrode 11 austreten kann.

[0023] Der hohle Schaft 14 ragt bis in den Sinterkörper 11 hinein und ist mit diesem verschweißt. Die Verschlussschicht 28 kann durch Aufbringen einer geeigneten Substanz oder aber auch durch mechanische Bearbeitung der Rückseite des Sinterkörpers 11 gebildet werden.

[0024] Insbesondere wenn der kugelförmige Behandlungselektroden-Sinterkörper 11 aus nicht leitendem Keramikmaterial besteht, soll als Spülflüssigkeit eine physiologische, 0,9 %ige Kochsalzlösung verwendet werden.

[0025] Die Behandlungselektrode 11 nach Figur 1 ist eine monopolare Elektrode. Aus diesem Grunde ist an dem Hochfrequenzgenerator 12 über eine gestrichelt dargestellte Leitung 29 eine am Körper des Patienten anzubringende Neutralelektrode 30 angeschlossen.

[0026] In den folgenden Figuren bezeichnen gleiche Bezugszahlen entsprechende Bauteile wie im Ausführungsbeispiel nach Figur 1.

[0027] Beim Ausführungsbeispiel nach Figur 2 ist der hohle Schaft 14 mit dem Fluidzuführkanal 13 abgebogen, während das Anschlußstück 16 in einer geraden Linie mit dem hier als zylindrischer Koagulationsaufsatz 11 mit abgerundetem vorderen Ende ausgebildeten Behandlungselektrode liegt.

[0028] Figur 3 zeigt eine monopolare Einstichnadel-

elektrode, wie sie z.B. zur Tumordenaturierung verwendet wird. Hinter der metallischen Spitze 31 ist auf einem Bereich 14' verringerten Durchmessers des hohlen Schaftes ein dünner rohrförmiger Formkörper 11" aus Sinterwerkstoff angeordnet, während der dahinterliegende Teil des hohlen Schaftes 14 mit einer Isolierbeschichtung 32 versehen ist. Am patientenfernen Ende ist ein Kunststoff-Formteil 33 vorgesehen, in dem ein Luer-Lock-Anschluß 34 untergebracht ist. An dem Kunststoff-Formteil 33 mündet seitlich eine Hochfrequenz-Anschlußbuchse 35, in die ein nicht gezeigter Hochfrequenz-Anschlußstecker eingesteckt werden kann, der eine elektrische Verbindung zwischen dem nicht dargestellten Hochfrequenzgenerator und dem hohlen Metallschaft 14 herzustellen gestattet. Zentral im Inneren der Einstichnadelelektrode nach Figur 3 befindet sich wieder der Fluidzuführungskanal 13.

[0029] Der Bereich 14' verringerten Außendurchmesser weist eine Anzahl von Radialbohrungen 37 auf, wie man besonders gut in Fig. 4 erkennen kann. Durch diese kann die bei 34 zugeführte Flüssigkeit von innen in den Sinter-Formkörper 11" gelangen, der zweckmäßig durch Plasmaflammspritzen als Beschichtung auf den Bereich 14' aufgebracht ist. Durch die Aufbringung des porösen Materials als Beschichtung auf den verjüngten Endteil des mit Bohrungen 37 versehenen hohlen Metallschaftes 14 wird das an sich brüchige Sintermaterial großflächig so gut abgestützt, daß beim Gebrauch eine Beschädigung der Sinterbeschichtung wirksam vermieden wird. Die Beschichtung 11" besteht bevorzugt aus porösem rostfreien Stahl.

[0030] Beim Gebrauch der erfindungsgemäßen Behandlungselektroden 11 wird außer der Spannungszufuhr durch den Hochfrequenzgenerator 12 auch Flüssigkeit, vorzugsweise Wasser durch den Flüssigkeitskanal 13 zugeführt, welche großflächig aus den Poren des Sintermaterials 11, 11" austritt und somit ein Ankleben des behandelten Biogewebes an der Behandlungselektrode verhindert.

[0031] Nach Figur 5 besteht die als Sinterkörper ausgebildete Behandlungselektrode 11 ebenso wie beim Ausführungsbeispiel nach Figur 2 aus einem zylindrischen, vorne abgerundeten Formkörper, der jedoch rückseitig mit einer Umfangsnut 38 versehen ist, wodurch das in den vorne offenen hohlen Metallschaft 14 eingeführte, hintere Ende der Behandlungselektrode 11 durch eine im Bereich der Umfangsnut rundum angebrachte Sicke 39 fest am patientennahen Ende des Metallschaftes 14 befestigt werden kann.

[0032] Nach den Figuren 6 und 7 sind die beiden Branchen 17, 18 einer Koagulationspinzette 19 an ihrem patientenfernen Ende durch einen Isolierkörper 40 elektrisch voneinander isoliert mechanisch miteinander verbunden. Hinten ragen aus dem Isolierkörper 40 die für die Zuführung von Hochfrequenzenergie vorgesehenen Kontakte 41 heraus. In oder an den Branchen 17, 18 befindet sich je ein Fluidzuführungskanal 13, welcher im hinteren Bereich in jeweils einem Schlauch-

anschluß 23 mündet.

[0033] Im hinteren und mittleren Bereich sind die Branchen 17, 18 mit einer Isolierbeschichtung 32 versehen.

[0034] Wie man besonders gut den Figuren 8 und 9 entnehmen kann, sind die beiden Branchen 17, 18 im patientennahen Elektrodenbereich 25 angeschragt, so daß eine leicht nach außen geneigte ebene Endfläche 20 entsteht, wobei der Fluidzuführungskanal 13 in einer Fluidaustrittsöffnung 21 in der angeschragten Endfläche 20 mündet.

[0035] Die angeschragte Endfläche 20 ist nach den Figuren 6, 7 und 8 mit einem planparallelen Plättchen 11' aus Sinterwerkstoff bedeckt, welches vorzugsweise aufgeschweißt ist. Auf diese Weise wird die durch den Fluidzuführungskanal 13 zugeführte Flüssigkeit von der angeschragten Fläche 20 her durch die Fluidaustrittsöffnung 21 in das Sinterplättchen 11' gedrückt, wo sie sich aufgrund der zahlreichen feinen Poren gleichmäßig verteilt und gleichmäßig von der äußeren eigentlichen Behandlungsfläche 42 austritt.

[0036] Nach Figur 6 sind die Branchen 17, 18 nahe dem Elektrodenbereich 25 bei 43 etwas nach innen derart abgelenkt, daß die auf die schrägen Endflächen 20 aufgesetzten planparallelen Sinterplättchen 11' zumindest im wesentlichen zueinander parallele Behandlungsflächen 42 aufweisen.

[0037] Die Figuren 10 und 11 zeigen gegenüber den Figuren 8 und 9 eine etwas andere Ausbildung der Fluidaustrittsöffnung 21, welche hier als Schlitz 21 ausgebildet ist, der sich über annähernd die gesamte Länge des Sinterplättchens 11' erstreckt, so daß das Sinterplättchen 11' von innen her über eine größere Länge mit Flüssigkeit beaufschlagt wird als bei der Ausführungsform nach den Figuren 8, 9. Der Schlitz 21 verläuft zumindest im wesentlichen parallel zur Achse 22 des Elektrodenbereiches 25.

[0038] Bei der Ausführungsform nach den Figuren 12 und 13 ist die schräge Endfläche 20 des Elektrodenbereiches 25 als Grund einer Nut ausgebildet, deren seitliche Stege 44 das aufgebrachte Sinterplättchen 11' auch seitlich abstützen, so daß es gegen Beschädigungen beim Gebrauch besonders gut geschützt ist.

[0039] Das Sinterplättchen 11' nach Figur 13 kann in die Nut eingepreßt, an den Rändern verschweißt oder anderweitig, z.B. durch Verkleben befestigt sein.

[0040] Der Elektrodenbereich 25 nach Figur 14, der entsprechend auch bei den Ausführungen nach den Fig. 8 bis 12 vorhanden ist, ist lösbar mit den Branchen 17, 18 der Koagulationspinzette 19 verbunden. Hierzu weist der Elektrodenbereich 25, der das Ende des Fluidzuführungskanals 13 enthält, an seinem rückwärtigen Ende einen coaxialen Anschlußstutzen 24 verringerten Durchmessers auf, der einen Außendurchmesser entsprechend dem Durchmesser des in den Branchen 17, 18 enthaltenen Fluidzuführungskanals 13 besitzt. Am Umfang des Anschlußstutzens 14 und in der radial gegenüberliegenden Wand

der hohlen Branchen 17, 18 befinden sich Umfangsnuten, in welche als Dicht- und Schnappelement ein O-Ring 46 eingelegt ist. Auf diese Weise kann der Elektrodenbereich 25 gegen eine Rastkraft von den Branchen 17, 18 axial abgezogen und in entgegengesetzter Richtung eingerastet werden. Sowohl zu Reinigungs- und Sterilisierungszwecken als auch zur Reparatur oder zum Auswechseln beschädigter Sinterplättchen 11' kann somit der Elektrodenbereich 25 von den Branchen 17, 18 der Koagulationspinzette 19 abgenommen werden. Die Porengröße des Sinterwerkstoffes liegt zwischen 0,5 und 150 µm.

Bezugszeichenliste

[0041]

11	Behandlungselektrode
11'	Plättchen
11"	Beschichtung
12	Hochfrequenzgenerator
13	Fluidzufuhrkanal
14	Schaft
14'	verjüngter Bereich des Schaftes
15	Längsachse
16	Anschluß für Hochfrequenzenergiezuführung
17	Branche
18	Branche
19	Koagulationspinzette
20	angeschrägte Endfläche
21	Fluidaustrittsöffnung
22	Elektrodenbereichs-Achse
23	Schlauchanschluß
24	Anschlußstutzen
25	Elektrodenbereich
26	Schlauch
27	Flüssigkeitsquelle
28	Verschußstück
29	Leitung
30	Neutralelektrode
31	Spitze
32	Isolierbeschichtung
33	Kunststoff-Formteil
34	Luer-Lock-Anschluß
35	Hochfrequenz-Anschlußbuchse
36	Stromzuführung
37	Radialbohrungen
38	Umfangsnut
39	Sicke
40	Isolierkörper
41	Kontakte
42	Behandlungsfläche
43	Abknickung
44	O-Ring
45	Längsmittelachse der Koagulationspinzette

Patentansprüche

1. Hochfrequenzchirurgie-Instrument mit wenigstens einer an einen Hochfrequenzgenerator (12) anschließbaren bzw. angeschlossenen Behandlungselektrode (11, 11', 11"), die zumindest teilweise fluiddurchlässig ist und der durch wenigstens einen Fluidzuführungskanal (13) ein dem Ankleben des Biogewebes an der Behandlungselektrode (11) entgegenwirkendes Fluid, insbesondere eine Flüssigkeit, zuführbar bzw. zugeführt ist, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens der Bereich (11, 11', 11") der Behandlungselektrode, der zur Wechselwirkung mit dem Biogewebe bestimmt ist, ganz oder teilweise aus einem fluiddurchlässigen, porösen, biologisch unbedenklichen Sinterwerkstoff besteht.
2. Hochfrequenzchirurgie-Instrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Sinterwerkstoff als Formkörper ausgebildet ist.
3. Hochfrequenzchirurgie-Instrument nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Behandlungselektrode (11) an einem hohlen Schaft (14) oder Schlauch ausgebildet ist, der bevorzugt elektrisch leitend ist und insbesondere aus Metall besteht.
4. Hochfrequenzchirurgie-Instrument nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Behandlungselektrode (11) lösbar am Schaft oder Schlauch befestigt ist.
5. Hochfrequenzchirurgie-Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zwei Behandlungselektroden (11) als bipolare Anordnung vorgesehen sind, welche bevorzugt an den Spitzen der einen hohlen Schaft bildenden Branchen (17, 18) einer bipolaren Koagulationspinzette (19) ausgebildet sind.
6. Hochfrequenzchirurgie-Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Sinterwerkstoff als insbesondere planparalleles Plättchen (11') geformt ist und mit einer flachen Seite auf das mit wenigstens einer Fluidaustrittsöffnung (21) versehene angeschrägte Ende (20) des hohlen Schaftes (14) insbesondere der hohlen Pinzettenbranchen (17, 18) dicht, z.B. durch Laserschweißen, befestigt ist, wobei das Plättchen (11) bevorzugt im wesentlichen die Form

der Schnittfläche des angeschrägten Endes (20) hat.

7. Hochfrequenzchirurgie-Instrument nach Anspruch 6, 5
dadurch gekennzeichnet,
daß die Fluidaustrittsöffnung (21) als zumindest im wesentlichen parallel zur Achse (15) des hohlen Schaftes (14) bzw. zur Branchennachse (22) verlaufender Schlitz (21) ausgebildet ist. 10

8. Hochfrequenzchirurgie-Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, 15
dadurch gekennzeichnet,
daß die Poren des Sinterwerkstoffes der Behandlungselektrode (11, 11', 11'') zumindest im Bereich der Oberfläche an bestimmten Stellen, wo keine Berührung mit dem Biogewebe zu erwarten ist und/oder kein Fluid austreten soll, z.B. durch mechanische Bearbeitung oder durch Klebstoff 20
bzw. Lot verschlossen sind.

9. Hochfrequenzchirurgie-Instrument nach einem der Ansprüche 3 bis 8, 25
dadurch gekennzeichnet,
daß der hohle Schaft (14) bzw. die Branchen (17, 18) an der von der Behandlungselektrode (11, 11') abgewandten Seite einen Schlauchanschluß (23) besitzen. 30

10. Hochfrequenzchirurgie-Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, 35
dadurch gekennzeichnet,
daß der Sinterwerkstoff als Beschichtung (11'') z.B. galvanisch oder durch Plasmaspritzen auf einen hohlen, mit Austrittsöffnungen (37) versehenen Trägerkörper (14) aufgebracht ist.

11. Hochfrequenzchirurgie-Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, 40
dadurch gekennzeichnet,
daß der Sinterwerkstoff ein Sintermetall ist und leitend mit einem Hochfrequenzanschluß (16) verbunden ist. 45

12. Hochfrequenzchirurgie-Instrument nach einem der Ansprüche 1 bis 10, 50
dadurch gekennzeichnet,
daß der Sinterwerkstoff Keramik ist.

13. Hochfrequenzchirurgie-Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, 55
dadurch gekennzeichnet,
daß das Fluid eine elektrisch leitende Flüssigkeit, z.B. eine physiologische Kochsalzlösung ist.

FIG. 1

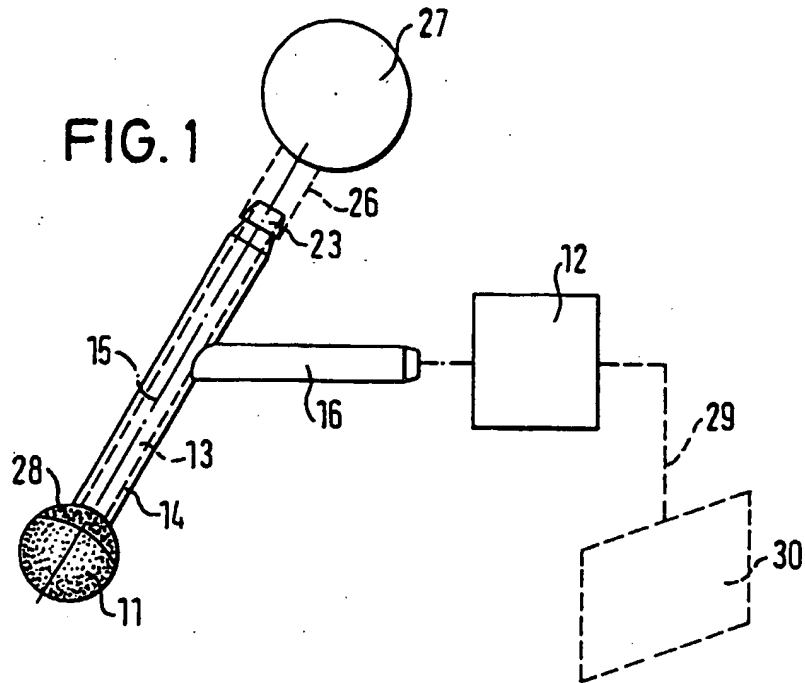


FIG. 2

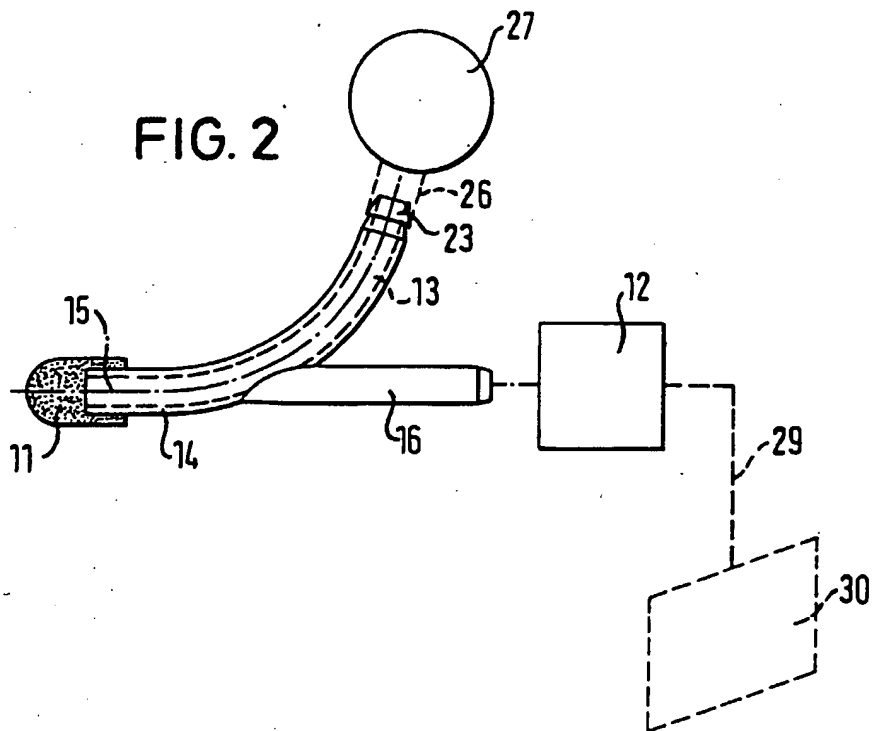


FIG. 3

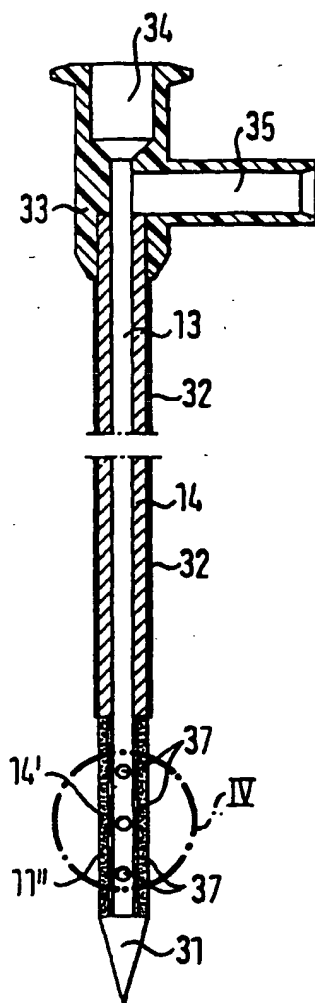


FIG. 4

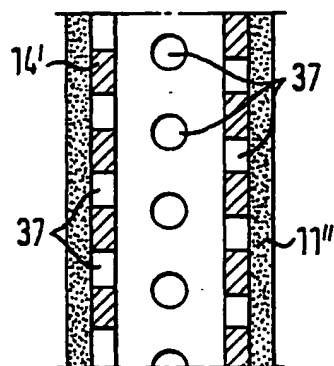


FIG. 5

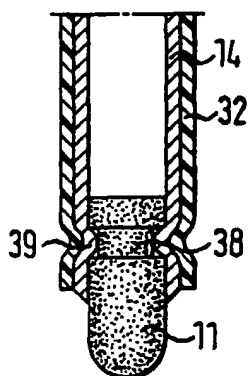


FIG. 6

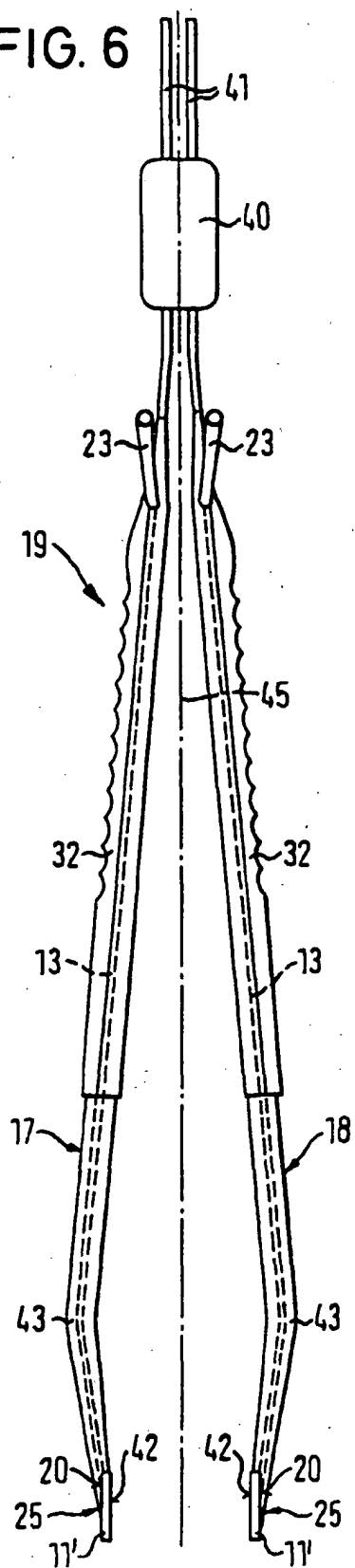


FIG. 7

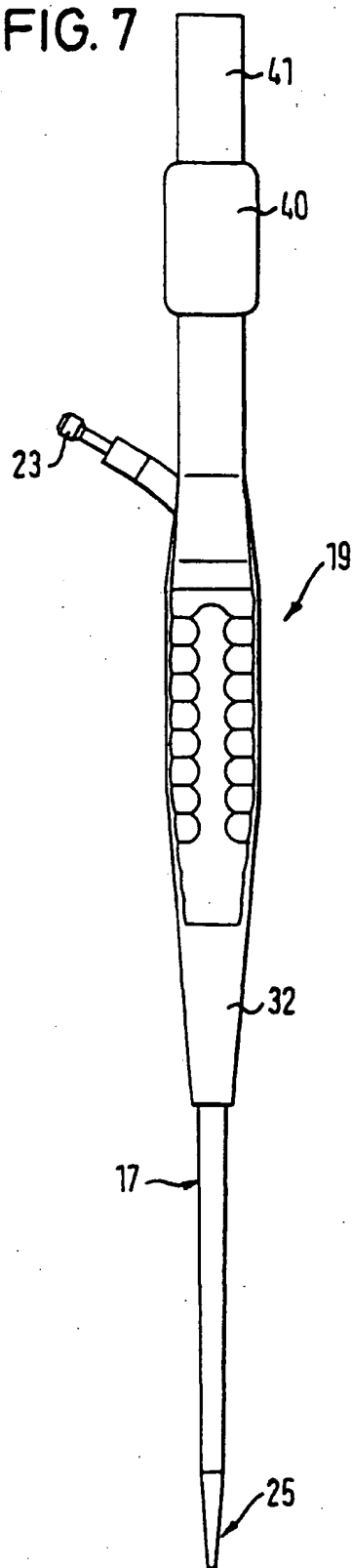


FIG. 8

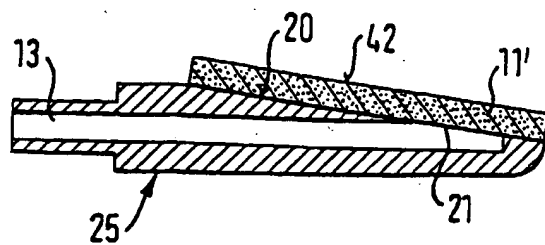


FIG. 9

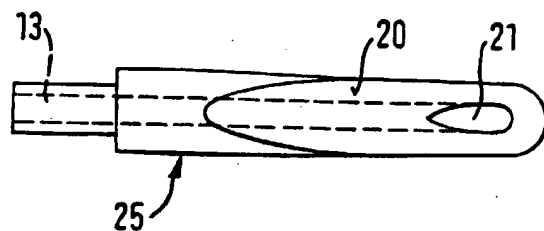


FIG. 10

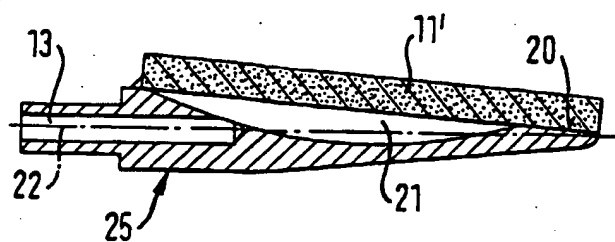


FIG. 11

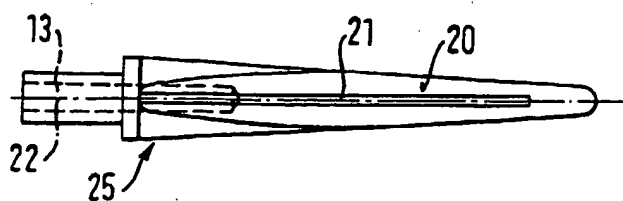


FIG. 13

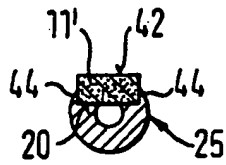


FIG. 12

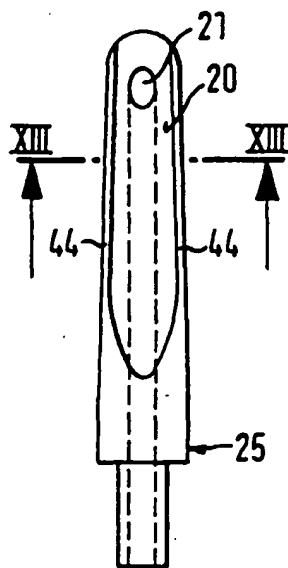


FIG. 14

